



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2009

Für den Erfolg entscheidend: metallfreie zirkoniumdioxidbasierte Rekonstruktionen - Bearbeitungsschritte zum Erfolg

Stawarczyk, B ; Sailer, I ; Zahno, X ; Trottmann, A ; Fischer, J ; Hämmerle, C H F

Abstract: Metallfreie Rekonstruktionen setzten sich aufgrund der guten Ästhetik, Biokompatibilität und der guten mechanischen Eigenschaften immer stärker durch. Zirkoniumdioxid als Gerüstmaterial wird mittlerweile fast in jedem Labor bearbeitet. Leider wird immer häufiger festgestellt, dass dieses Material eine „Sonderbearbeitung“ benötigt und sich nicht wie die herkömmlichen VMK-Rekonstruktionen lässt. In dem vorliegenden Beitrag werden die mechanischen Eigenschaften und die Verarbeitungsarten von Zirkoniumdioxidrekonstruktionen mit VMK-Versorgung gegenübergestellt und diskutiert.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-17449>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Stawarczyk, B; Sailer, I; Zahno, X; Trottmann, A; Fischer, J; Hämmerle, C H F (2009). Für den Erfolg entscheidend: metallfreie zirkoniumdioxidbasierte Rekonstruktionen - Bearbeitungsschritte zum Erfolg. Dental dialogue, 9(1):2-20.

Metallfreie, zirkoniumdioxidbasierte Reconstruktionen – Bearbeitungsschritte zum Erfolg

Für den Erfolg entscheidend

Ein Beitrag von MSc. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, Dr. Irena Sailer, Xavier Zahno, Albert Trottmann, PD Dr. Dr. Jens Fischer, Prof. Dr. Christoph Hämmerle, alle Zürich/Schweiz

Metallfreie Reconstruktionen setzten sich aufgrund der guten Ästhetik, Biokompatibilität und der guten mechanischen Eigenschaften immer stärker durch. Zirkoniumdioxid als Gerüstmaterial wird mittlerweile in fast jedem Labor bearbeitet. Leider wird immer häufiger festgestellt, dass dieses Material eine „Sonderbearbeitung“ benötigt und sich nicht wie die herkömmlichen VMK-Reconstruktionen herstellen lässt. In dem vorliegenden Beitrag werden die mechanischen Eigenschaften und die Verarbeitungsarten von Zirkoniumdioxidreconstruktionen mit VMK-Versorgung gegenübergestellt und diskutiert.

Vollkeramischen Restaurationen kommt aus Gründen der Ästhetik und der Biokompatibilität eine immer größere Bedeutung zu [17]. Die Patienten entscheiden sich zunehmend für metallfreie Restaurationen, da sie sich sehr gut in die Zahnreihe einfügen lassen und ästhetisch hervorragende Ergebnisse liefern. Ein Beispiel: Eine junge Patientin sollte an Zahn 11 vollkeramisch versorgt werden. Nach der Präparation des Frontzahns (Abb. 1) bekam diese Patientin eine Zirkoniumdioxidkrone (Abb. 2) eingesetzt. Die Versorgung fügte sich so perfekt in die Zahnreihe ein, dass nach dem Zementieren kaum zu erkennen war, welche der Frontzähne rekonstruiert wurden (Abb. 3).

Wird eine Metallkeramikkrone (Abb. 4) mit einer Zirkoniumdioxidkrone (Abb. 5) verglichen, wird deutlich, dass die vollkeramische Versorgungsart ohne den grauen Hintergrund wesentlich ästhetischer und ansprechender wirkt. Aber nicht nur die Ästhetik und die Biokompatibilität sind entscheidende Auswahl-

kriterien dieses Gerüstwerkstoffs, sondern auch seine guten mechanischen Eigenschaften, wie die hohe Festigkeit [6, 8], die sogar den Einsatz bei Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich ermöglicht [16, 21, 27].

Epilog

Zirkoniumdioxid wird maschinell bearbeitet. Dazu werden Rohlinge mit bestimmten Formen aus Zirkoniumdioxidpulver gepresst. Diese können anschließend mittels speziellen CAD/CAM-Maschinen beziehungsweise Kopierfräseinheiten verarbeitet werden. Zirkoniumdioxid (von nun an ZrO_2 genannt) hat einen hohen Lichtbrechungsindex und daher einen opaken Charakter und erscheint ohne Beimengung von Farbpigmenten weiß. Das Abdecken des weißen Gerüsts ist allein durch die Verblendkeramik kaum möglich. Die ZrO_2 -Rohlinge werden deshalb von den Herstellern in zwei Varianten vertrieben – industriell eingefärbt oder uneingefärbt (Abb. 6). Recon-

struktionen, die aus eingefärbten Rohlingen hergestellt werden, besitzen nach dem Formschleifen und der Sinterung einen zahnähnlichen Farbton. Die uneingefärbten Rohlinge weisen nach der Sinterung eine sehr weiße opake Farbe auf, die ästhetisch schwierig zu handeln ist. Die im Weißzustand, also im vorge-sinterten Zustand geschliffenen Reconstruktionen können vor der Dichtsinterung mit Farboxiden manuell eingefärbt werden. Hierfür wird das formgeschliffene offenporige Gerüst für kurze Zeit in eine Farbflüssigkeit eingetaucht (Abb. 7), entnommen, von Flüssigkeitsresten durch Abtupfen befreit (Abb. 8) und anschließend dichtgesintert. Eine weitere Möglichkeit, die Ästhetik der Verblendung bei Verwendung eines weißen Zirkoniumdioxidgerüsts zu verbessern, bieten Liner beziehungsweise Malfarben. Diese werden vor dem Verblenden auf die dichtgesinterten Gerüste aufgetragen (Abb. 9). In Abbildung 10 sind die verschiedenen Möglichkeiten nochmals schematisch dargestellt.

Indizes:

- Chipping
- Fraktur
- Verblendkeramik
- Vollkeramik
- Zirkoniumdioxid

Abbildungsnachweis

Die Zahntechnik in den Abbildungen 2 und 3 stammt von Walter Gebhard; in den Abbildungen 4 und 5 von Daniel Pally

Web-Link

Unter www.dental-online-community.de äußert sich Dr. Irena Sailer zum Thema: „Vollkeramik – der Metallersatz in der Kronen- und Brückenprothetik der Zukunft“



Abb. 1 Präparation für eine Zirkoniumdioxidkrone

Abb. 2
Das keramisch verblendete
Zirkoniumdioxidgerüst fertig
zum Einsetzen

Abb. 3 Die Zirkoniumdioxidkrone in situ – hohe Ästhetik und Lebendigkeit

Abb. 4 Eine aufgeschnittene
VMK-Versorgung macht es
deutlich – der Lichtfluss wird
unterbrochenAbb. 5 Die geschnittene Zirkoni-
umdioxid-Versorgung dagegen
zeigt sich homogen und bildet
quasi eine Einheit mit der natür-
lichen Zahnschubstanz

Viele Dentallabors besitzen mittlerweile ein CAD/CAM-System und sind daher in der Lage, ihre Gerüste selbst am Bildschirm zu „modellieren“ und anschließend in der CAM-Einheit via CNC-Maschine in Form zu schleifen beziehungsweise zu fräsen. Des Weiteren wurden in den vergangenen Jahren viele Fräszentren eröffnet, die sich auf die CAD/CAM-Verarbeitung spezialisiert haben und die Dienstleistung des Formschleifens für andere Labors anbieten. So muss der Zahntechniker nicht mehr ein komplettes und teures CAD/CAM-System kaufen. Oft können diese wirtschaftlich nicht bis auf das Maximum ausgenutzt werden und belasten das Labor mit Leerzeiten. Der Zahntechniker erwirbt bei der Option „zentrale Fertigung“ nur einen Scanner, scannt sein Modell ein, modelliert die Rekonstruktion (entweder klassisch – Doppelscantechnik – oder virtuell) und schickt die Daten weiter an das Fräszentrum. Dort wird das Gerüst hergestellt und nach kurzer Zeit dem Labor zur Weiterverarbeitung (Ver-

blenden) geliefert. Bis jetzt war der Techniker mit dem Kauf des Scanners auf ein bestimmtes System fixiert (Systemkomponente). Heutzutage werden Scanner mit offenen Schnittstellen angeboten, wodurch der Anwender in der Lage ist, seine Gerüste an unterschiedlichen CAD/CAM-Anlagen herstellen zu lassen. Eine weitere kostengünstigere Möglichkeit sind Fräszentren, die das Einscannen der Modelle anbieten. Hierfür schickt das Labor in der Regel das Modell mitsamt modelliertem Wax-up vom Gerüst, um die Geometrie des Gerüsts selbst mitbestimmen zu können. Das Dienstleistungszentrum modelliert/konstruiert auf dessen Basis anschließend das virtuelle Gerüst und fräst dieses. Die Arbeitsprozesse sind in der Abbildung 11 nochmals dargestellt.

Eine weitere kostengünstigere Variante ZrO_2 -Gerüste herzustellen, sind die neu auf den Markt gekommenen Kopierfräseinheiten. Dabei wird das Gerüst zuerst aus einem Modellierkunststoff gefertigt (in der Regel lichterhärten-

de Kunststoffe). Anschließend wird das modellierte Gerüst eingeklebt und der Zirkoniumdioxidrohling im Kopierfräser fixiert. Durch das Storchenschnabelprinzip wird die abgetastete Geometrie um 25 Prozent größer aus dem Zirkoniumdioxidrohling gefräst. Dadurch wird die Sinterschrumpfung ausgeglichen (Abb. 12). Das Kopierfräsverfahren wird vom Techniker manuell ausgeführt und findet im Weißzustand des Zirkoniumdioxids statt.

Gerüstmaterial

Das Rohmaterial Zirkonium (Zr) ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall. In der Zahnheilkunde wird das Oxid dieses Metalls eingesetzt – ZrO_2 . Dieses wird in der Regel in einem aufwändigen Prozess gewonnen. Nach komplexen und teuren Herstellungs- und Reinigungsprozessen liegt es als weißes, hochschmelzendes, kristallines Pulver vor. Zirkoniumdioxid tritt in monokliner, tetragonaler und kubischer Modifikation auf. Beim Abkühlvorgang

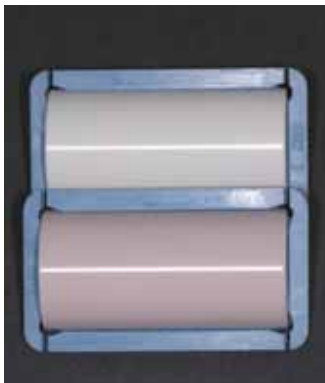


Abb. 6 Zirkoniumdioxidrohling im Weißzustand: unten eingefärbt und oben nicht eingefärbt



Abb. 7 ZrO_2 kann im Weißzustand manuell eingefärbt werden



Abb. 8 Das Zirkoniumdioxidgerüst (Versuchsgerüst) nach dem manuellen Einfärben vor der Sinterung – Überschüsse der Färbelösung werden abgetupft



Abb. 9 Aufbringen der Malfarbe auf das Zirkoniumdioxidgerüst

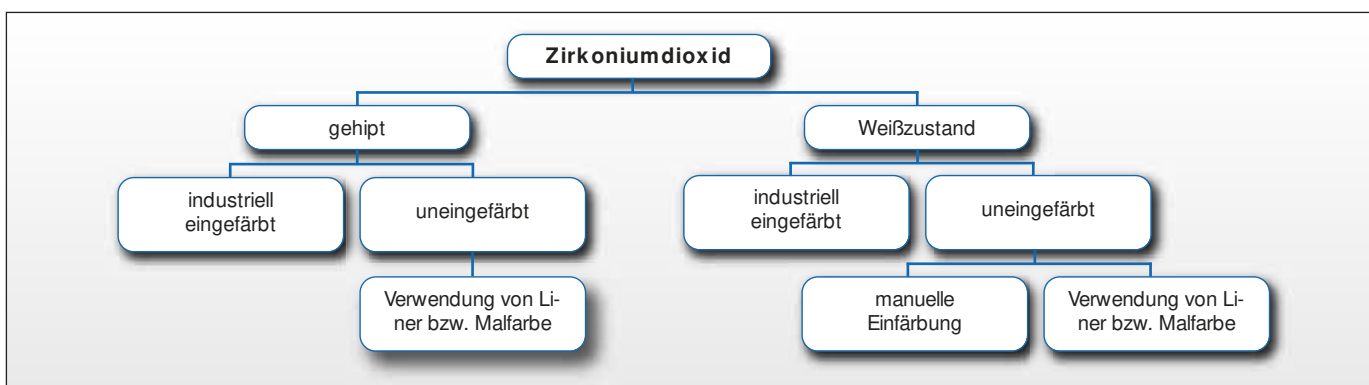


Abb. 10 Einteilung des Zirkoniumdioxids bezüglich der Einfärbung des Gerüsts

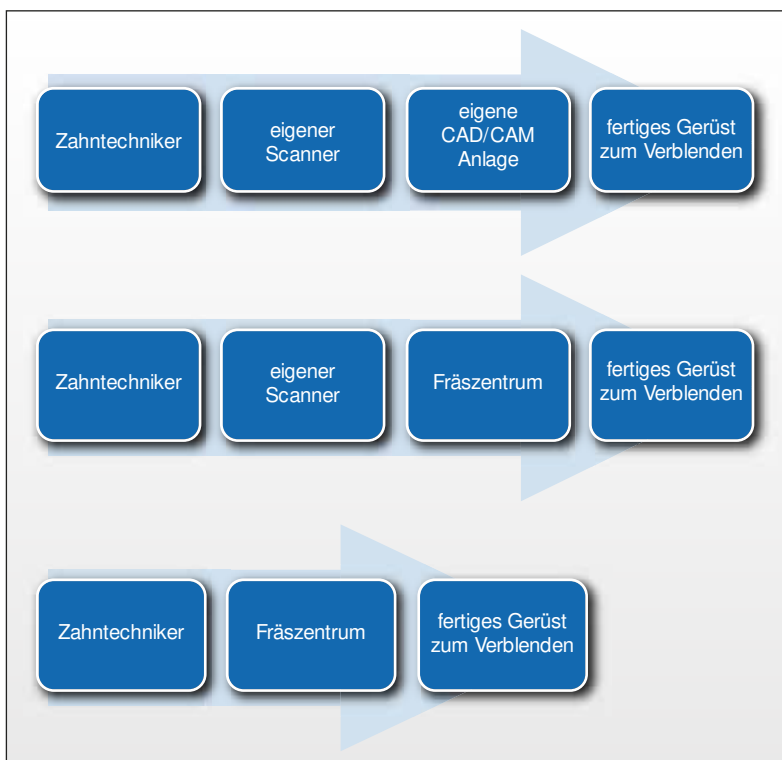


Abb. 11 Prozessketten zur Herstellung von CAD/CAM-Gerüsten



Abb. 12 Kopierfräsgerät Ceramill Multi-x der Firma Amann Girrbach zur manuellen Weißbearbeitung von Zirkoniumdioxid

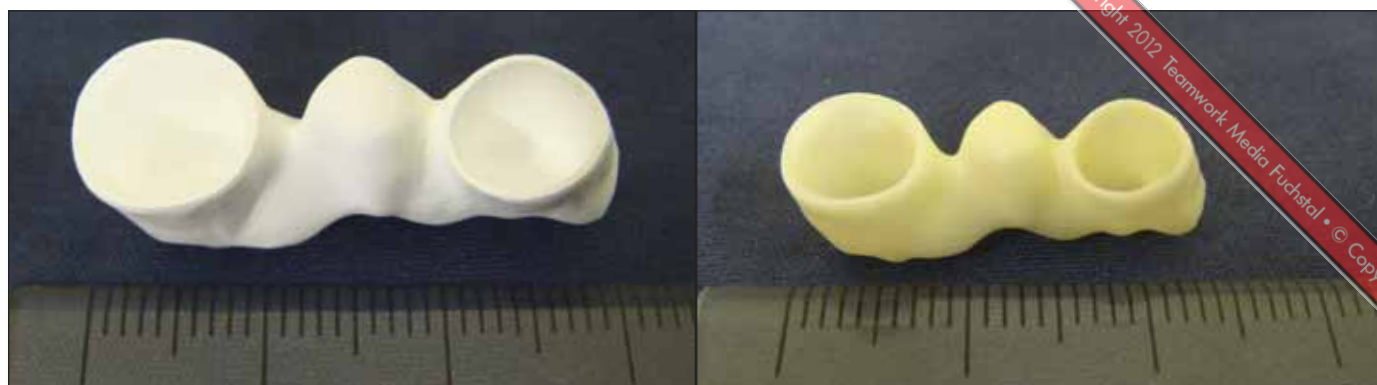


Abb. 13 Zirkoniumdioxidbrücke vor (li) und nach dem Sintern (re) – das Dichtsintern ist mit einer Schrumpfung von zirka 25 bis 30 % verbunden

einer reinen ZrO_2 -Schmelze kristallisiert ab 2680°C zuerst die kubische Phase aus, die sich bei 2370°C in die tetragonale Phase umwandelt. Bei einer Temperatur von 1170°C findet schließlich die Umwandlung in die monokline Phase statt. In dieser Modifikation liegt das Zirkoniumdioxid schließlich bei Raumtemperatur vor. Diese letzte martensitische Umwandlung (tetragonal in monoklin) bewirkt eine Volumenzunahme von zirka 4 %. Diese sprunghafte Volumenzunahme in der Abkühlphase macht die Herstellung von Sinterkeramiken aus reinem Zirkoniumdioxid unmöglich. Die Volumenvergrößerung führt stets zu hohen Spannungen und unerwünschten Rissbildungen im Keramikgefüge.

Die Umwandlung von tetragonal in monoklin in der Abkühlphase kann durch die Zugabe von Stabilisierungsoxiden vermieden werden, die in das Kristallgitter des Zirkoniumdioxids eingebaut werden. Das Gefüge wird dadurch in den gewünschten tetragonalen Zustand auch bei Raumtemperatur eingefroren. Das ZrO_2 wird in der metastabilen Phase teilstabilisiert. Dadurch soll nicht nur die Volumenvergrößerung bei der Umwandlung von tetragonal zu monoklin verhindert, sondern auch der WAK-Wert konstant gehalten werden. Das auf dem Markt gängigste Zirkoniumdioxid ist mit Yttriumoxid stabilisiert (Y-TZP). Der japanischen Firma Panasonic ist es gelungen, das Material mit Cer zu stabilisieren (Ce-TZP/ Al_2O_3).

Oft fällt der zuvor genannte Mechanismus der Phasenumwandlung im Zusammenhang mit der Fähigkeit des Zirkoniumdioxids, auftretende Risse am Fortschreiten zu hindern. Diese Umwandlungsverstärkung lässt sich grundsätzlich auf zwei unterschiedliche Mechanismen zurückführen. Zum einen kann eine lokale, spontane tetragonale in monokline Umwandlung von Zirkoniumdioxid die Bildung feiner Mikrorisse hervorrufen, die durch das größere Volumen der monoklinen Kristallform bedingt ist. Ein sich ausbreitender Riss läuft sich entweder in diesen Mikrorissen tot oder wird an den Zirkoniumdioxidteilchen abgelenkt. Zum anderen kann diese Umwandlung auch durch die hohen Zugspannungen induziert werden, die an der Spitze eines sich ausdehnenden Risses immer vorhanden sind. Die vorliegenden Zugspannungen vermindern den Matrixdruck auf die umliegenden Zirkoniumdioxidteilchen und es kommt zur Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase. Das größere Volumen der entstehenden monoklinen Kristallform führt wiederum zu einer lokalen Druckspannung im Bereich der Rissspitzen. Das weitere Risswachstum wird so durch das Zusammendrängen der Rissflanken erschwert.

Das ZrO_2 kann entweder im vorgesinterten, weichen, kreidigen Zustand (Weißzustand) oder in einem bereits durchgesinterten Zustand (gehipt) bearbeitet werden. Das im Weißzustand gefräste ZrO_2 muss anschließend, um

die Endhärte und Endfestigkeit zu erreichen, mehrere Stunden im Ofen gesintert werden. Dabei schrumpfen die Gerüste um zirka 25 bis 30 %. Abbildung 13 stellt links eine Zirkoniumdioxidbrücke nach dem Schleifprozess im Weißzustand und rechts nach der Sinterung und somit Schrumpfung dar. Gehiptes Zirkoniumdioxid erreicht die höchsten Festigkeitswerte (Abb. 14). Aufgrund der sehr langen Fräszeiten und des hohen Werkzeugverschleißes hat sich dieses Material auf dem Markt nicht in dem Maße wie das Weißlingszirkoniumdioxid etabliert. Die meisten Hersteller von CAD/CAM-Anlagen haben sich auf das weiche Zirkoniumdioxid eingestellt. Nachteilig sind bei dieser Werkstoffvariante nicht nur die teuren speziellen Öfen, die erworben werden müssen, sondern vor allem die etwas tieferen Festigkeitswerte (vgl. Abb. 14). Nichtsdestotrotz liegt die Festigkeit mit mehr als 1000 MPa immer noch weit über dem Normwert von 100 MPa und befindet sich mit dem bereits erwähnten, Cer stabilisierten Ce-TZP/ Al_2O_3 in einem Wertebereich [9].

Wird ZrO_2 Energie zugeführt, tritt eine Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin ein. Das Sandstrahlen beziehungsweise Beschleifen der ZrO_2 -Gerüste ohne Wasserkühlung kann an der Werkstoffoberfläche eine unkontrollierte Phasenumwandlung bewirken. Aus diesem Grund ist es empfehlenswert, die Gerüste vor dem Verblenden möglichst unbehandelt zu lassen und sie nicht sandzustahlen.

Abb. 14
Biaxiale Festigkeit
unterschiedlicher
Zirkoniumdioxid-
qualitäten

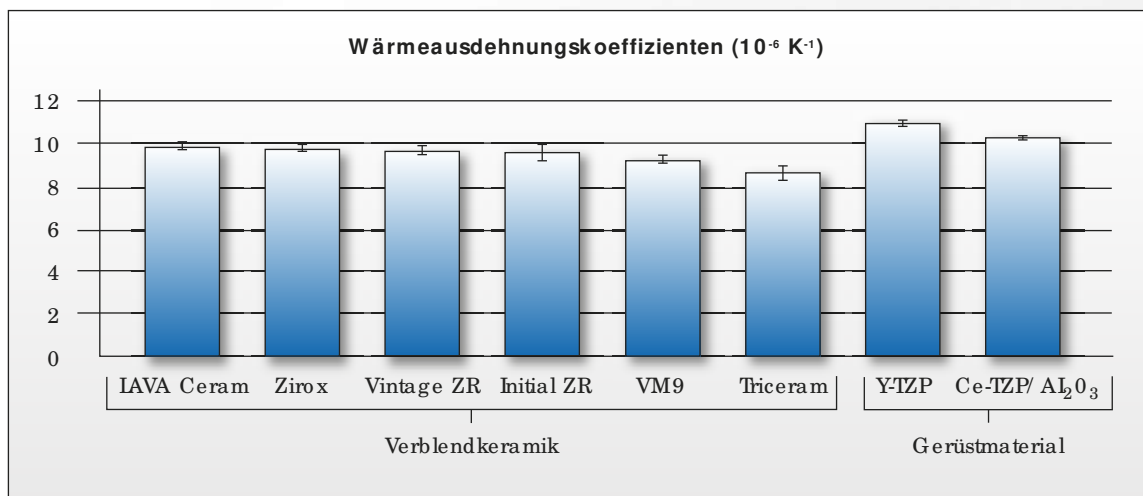
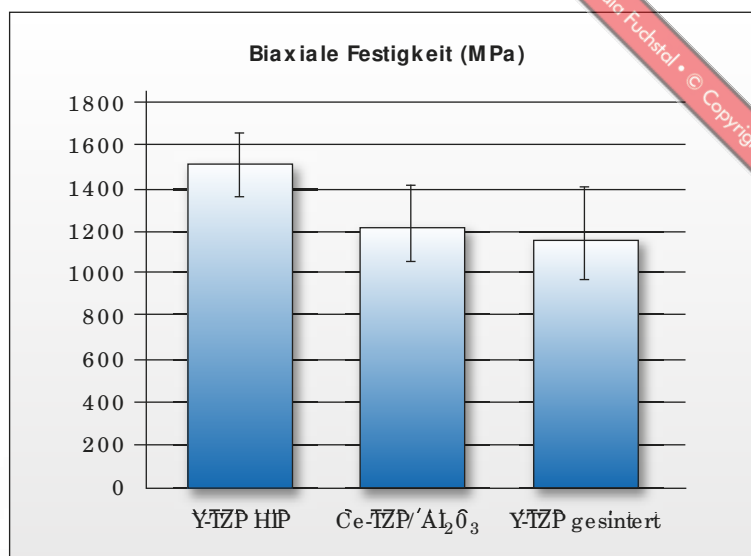


Abb. 15 Wärmeausdehnungskoeffizienten von Verblendkeramiken und Zirkoniumdioxid

Verblendkeramik

Wie klinische Langzeitstudien bestätigen, bietet Zirkoniumdioxid eine ausreichende Festigkeit für Kronen- und Brückengerüste [16]. Das schwächste Glied der Kette ist die Verblendkeramik, wobei das am häufigsten beobachtete Phänomen Abplatzungen (Chippings) sind. In klinischen Studien sind Chippingraten nach drei Jahren von 13 % und nach 5 Jahren von 15 % festgehalten. Im Vergleich zu metallkeramischen Versorgungsmaterialien sind diese Raten signifikant höher [12, 20, 21, 29]. Aufgrund der werkstoffspezifischen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids, mussten geeignete Verblendkeramiken entwickelt werden. Damit die Spannung zwischen dem Gerüstwerkstoff und der Verblendkeramik, die sich während des

Abkühlprozesses nach dem Brennen der Verblendmasse durch die thermische Schrumpfung aufbaut, nicht zu stark wird, müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe aufeinander abgestimmt sein. Die Verblendkeramik toleriert Druckspannungen, gegen Zugspannung reagiert sie dagegen sehr empfindlich. Daher muss der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendmasse niedriger eingestellt sein als derjenige des Gerüstwerkstoffs. Der Gerüstwerkstoff zieht sich beim Abkühlen etwas stärker zusammen. Da die Verblendmasse dieser Schrumpfung nicht vollständig folgen kann, wird sie unter Druck gesetzt. Die Keramik darf beim Abkühlen keinesfalls unter Zugspannungen gesetzt werden, da ansonsten die verarbeitungsbedingt an der Oberfläche entstandenen

Mikrorisse fortschreiten könnten und zu einer Fraktur der Rekonstruktion führen. Als Faustregel ist bei der Metallkeramik bekannt, dass der WAK der Verblendkeramik zirka 10 % unter dem WAK der Legierung liegen sollte [5]. Diese Regel wurde für das Gerüstmaterial Zirkoniumdioxid von fast allen Keramikherstellern übernommen.

Die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Zirkoniumdioxidqualitäten und Verblendkeramiken wurden nach der ISO 6872:1995 gemessen und sind in Abbildung 15 dargestellt. Die Verblendkeramiken weisen einen niedrigeren WAK auf, als das Zirkoniumdioxid. Y-TZP hat einen etwas höheren WAK als das Ce-TZP/Al₂O₃. Somit sind die Wärmeausdehnungskoeffizienten dieser Werkstoffe aufeinander abgestimmt [10].

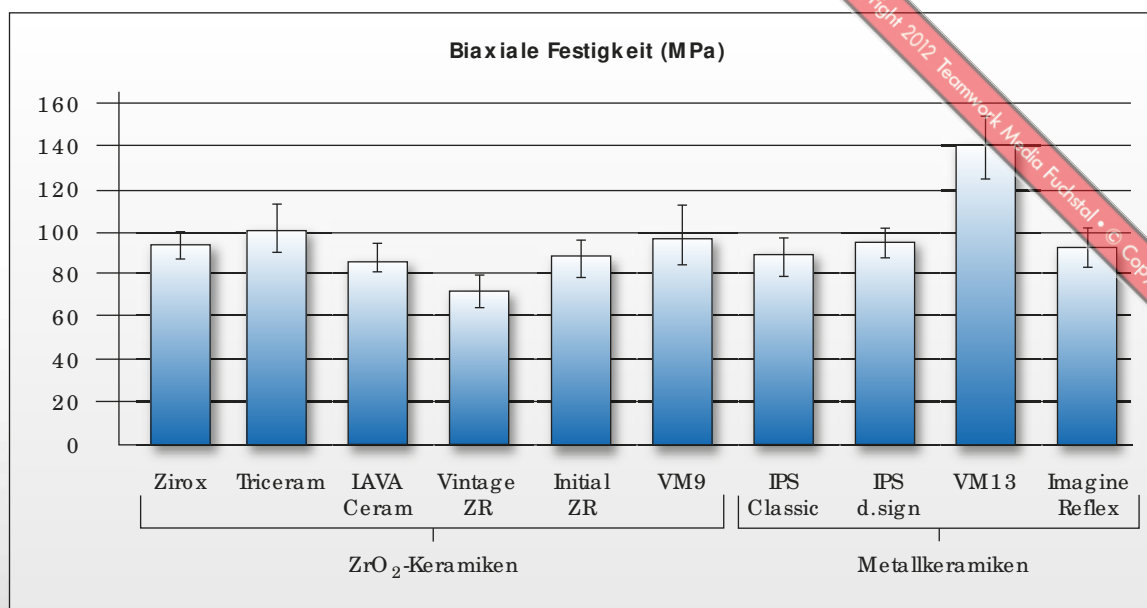


Abb. 16 Biaxiale Festigkeit von keramischen Verblendmassen

Keramik ist deutlich weniger anfällig gegenüber Zug. Zu starker Druck kann in metallkeramischen Systemen teilweise durch eine elastische, bei höheren Temperaturen auch durch eine plastische Deformation der metallischen Konstruktion ausgeglichen werden. Insbesondere bei Verwendung von hochgoldhaltiger Legierung. Zirkoniumdioxid ist starrer und gibt dem durch Druck induzierten Stress daher nicht im selben Ausmaß nach. Daher kann angenommen werden, dass in der auf das Zirkoniumdioxid aufgebrannten Verblendkeramik der innere Stress größer als bei metallkeramischen Systemen ist. Wurde die Eigenfestigkeit der Verblendmasse überschritten – die Summe aus innerem und von außen angelegtem Stress – führt dies letztendlich zur Fraktur. Metallkeramische Systeme weisen eine vergleichsweise hohe klinische Zuverlässigkeit auf. Die Frakturraten in der Verblendung von Einzelkronen liegen bei 0,34 % und die von Brücken bei 2,9 % [18, 19]. Dies ist der Grund, warum die Verblendmassen für Zirkoniumdioxid wenigstens die Eigenfestigkeit von Verblendmassen für Metallkeramik aufweisen sollten.

Festigkeit der Verblendkeramik

Die Festigkeit der Verblendkeramiken ist einer der Faktoren, die die Stabilität der gesamten Restauration bestimmt. Bei einer niedrigen Festigkeit der Verblendkeramik kann es schneller zur Fraktur in der Verblendung kommen. Um diese These zu verifizieren, wurde die Biegefestigkeit von sechs verschiedenen Verblendmassen für Zirkoniumdioxid mittels biaxialen Biegeversuchs ermittelt. Zum Vergleich wurden vier Verblendkeramiken für Metallkeramik einbezogen. Die Prüfkörper wurden nach den Vorgaben der ISO 6872:1995 hergestellt. Die jeweilige Keramikmasse wurde mit der zugehörigen Flüssigkeit angemischt, in die Prüfkörperherstellungsform eingefüllt und überschüssige Flüssigkeit mit einem Zellstoff abgesaugt. Für die Herstellung der Prüfkörper wurde ausschließlich Dentinmasse verwendet. Der Brennprozess erfolgte entsprechend den Vorschriften der jeweiligen Keramikhersteller (Tab. 1) in einem zahntechnischen Keramikofen (Austromat D4, Dekema, Freilassing). Nach dem Brennen wurden die Prüfkörper bis zur gewünschten Dimension mit SiC-Papier bis zur Körnung P1200

plan geschliffen. Die Messung der Biegefestigkeit erfolgte in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch. Die Messwerte zeigen (Abb. 16), dass die Festigkeiten der Verblendmassen für Zirkoniumdioxid im Bereich der Metallkeramik liegen [9]. Die Ausnahme ist die Metallkeramik Vita VM13. Diese weist die signifikant höchsten Werte auf.

Da die Unterschiede in der Festigkeit relativ klein sind, kann aus den Ergebnissen keine Empfehlung für eine bestimmte Verblendkeramik abgeleitet werden. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass sich die in der Literatur beschriebene erhöhte Frakturrate bei Zirkoniumdioxidrestaurationen aufgrund von Abplatzungen der Verblendmasse, nicht mit einer geringeren Festigkeit der Verblendmassen erklären lässt, da deren Stabilität in der gleichen Größenordnung liegt wie die der Verblendmassen für Metallgerüste. Neben der Festigkeit gibt es somit vermutlich zusätzliche Parameter, die ebenfalls für eine klinisch erfolgreiche Rekonstruktion wichtig sind.

Gerüst- material	Verblend- keramik	Vorheizen		Heizrate (°C/min)	Endtempe- ratur (°C)	Haltezeit (min)
		Temperatur (°C)	Zeit (min)			
LINER/OPAQUER-BRAND (mit Vakuum)						
Zirkoniumdioxid	Lava Ceram	kein Liner				
	Rondo Zirconia	575	2	45	945	1
	Zirox	575	3	45	930	1
	Cerabien ZR	600	2	50	1000	1
	IPS e.max	400	4	60	960	1
	VM9	500	6	55	930	1
	Triceram	500	4	65	800	1
Goldlegierung	VM13	500	6	55	890	1
DENTIN-BRAND (mit Vakuum)						
Zirkoniumdioxid	Lava Ceram	450	6	45	810	1
	Rondo Zirconia	575	5	45	925	1
	Zirox	575	3	45	900	2
	Cerabien ZR	600	5	45	930	1
	IPS e.max	400	4	50	750	1
	VM9	500	6	55	910	1
	Triceram	500	6	55	760	2
Goldlegierung	VM13	500	6	55	880	1
GLANZ-BRAND (ohne Vakuum)						
Zirkoniumdioxid	Lava Ceram	480	2	45	820	1
	Rondo Zirconia	575	1	55	945	1
	Zirox	575	2	45	880	1
	Cerabien ZR	600	5	50	930	4
	IPS e.max	400	6	60	725	1
	VM9	500	0	80	900	1
	Triceram	500	2	55	760	1
Goldlegierung	VM13	500	0	80	880	2

Tab. 1 Brenntabelle der verwendeten Verblendkeramiken



Abb. 17 Herstellung der Schmitz-/Schulmeyer-Prüfkörper

Abb. 18
Schmitz-/Schulmeyer-
Prüfkörper zum Be-
stimmen der Scher-
festigkeit des Systems
ZrO₂/Verblendkeramik

Abb. 19 Prüfung der Scherfestigkeit

Verbundfestigkeit

Die Verbundfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und der Verblendmasse trägt sehr zur Gesamtfestigkeit der Rekonstruktion bei. Die Lebensdauer vollkeramischer Restaurationen wird, neben den mechanischen Eigenschaften dieser Werkstoffe, unter anderem von einer guten Anpassung der thermischen Ausdehnungskoeffizienten beider Verbundpartner sowie einer guten Haftung der Verblendmasse auf dem Gerüstmaterial bestimmt.

Die WAK-Differenz von Gerüst- und Verblendkeramik führt zu inneren Spannungen im Haftbereich des Verbundsystems. In der Abbildung 15 wurden bereits die gut aufeinander abgestimmten WAK-Werte der geprüften Werkstoffe vorgestellt.

Zusätzlich wurde die Verbundfestigkeit nach *Schmitz* und *Schulmeyer* geprüft [22]. Dazu wurde auf die Zirkoniumdioxidblöcke (In-Ceram YZ, Vita, Bad Säckingen) mithilfe einer offenen, mehrteiligen Form mit der Dimension 10 mm x 5 mm x 5 mm die Verblendke-

ramik aufgebracht und nach Herstellerangaben gebrannt (vgl. Tab. 1). Es wurden immer zwei Dentinbrände und ein Glanzbrand durchgeführt (Abb. 17). Die fertiggestellten Prüfkörper sind in Abbildung 18 dargestellt. Der aufgebrannte Keramikblock wurde anschließend mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min belastet (Abb. 19) und die Kraft bis zum Bruch aufgezeichnet. Aus der aufgewendeten Kraft und der von der Verblendmasse bedeckten Gerüstfläche ließ sich die Scherfestigkeit errechnen. Die maxima-

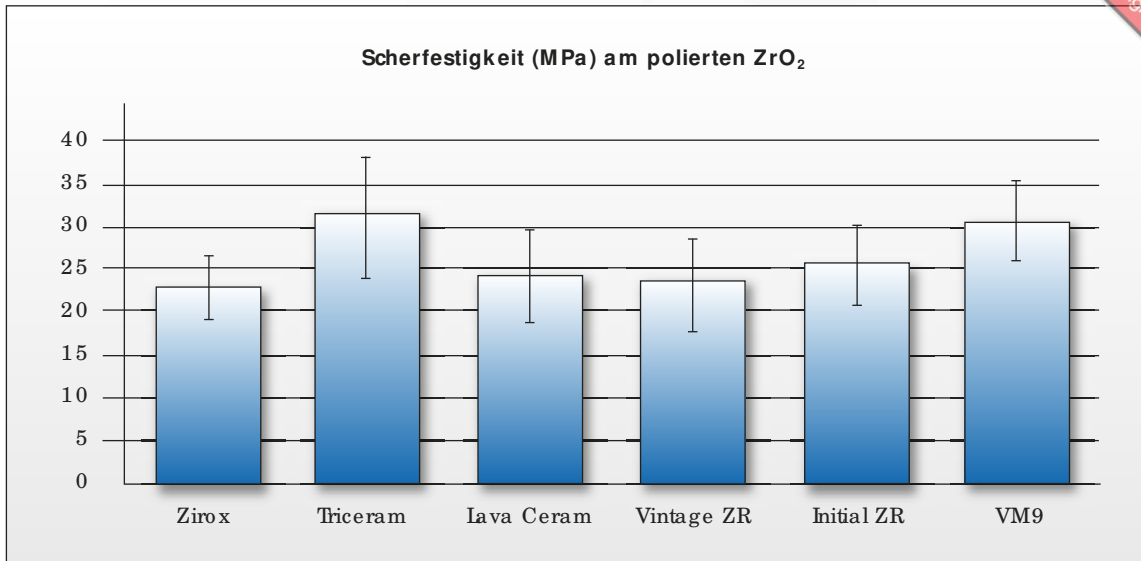


Abb. 20 Scherfestigkeit verschiedener Verblendkeramiken am ZrO₂

le Scherspannung wurde dann als Quotient aus der Bruchlast und der Haftfläche des Gerüst-Verblendkeramik-Verbunds ermittelt.

In dieser Versuchsanordnung wurde die chemische Haftung zwischen dem Zirkoniumdioxid und der Verblendkeramik gemessen, da die ZrO₂-Oberfläche hochglanz poliert war. Die Mittelwerte der Scherfestigkeit sind in der Abbildung 20 dargestellt. Triceram und VM9 mit den kleinsten Wärmeausdehnungskoeffizienten erreichen tendenziell höhere Bruchlastwerte als die restlichen Verblendkeramiken deren WAKs in einem Bereich liegen. Alle Werte lagen hier über 20 MPa. Der Bruch erfolgte grundsätzlich in der Verblendkeramik und nicht an den Grenzflächen, das heißt, es blieb immer eine dünne Schicht der Verblendkeramik auf dem Zirkoniumdioxidwürfel haften (Abb. 21). Man spricht in diesem Fall vom kohäsiven Bruch. Es scheint, dass die Verbundfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und der Verblendkeramik stärker ist als die Eigenfestigkeit der Verblendmasse. Da die Festigkeiten der ZrO₂-Verblendkeramiken wie bereits oben beschrieben im Bereich der Metallkeramik liegen, wäre möglicherweise für das Zirkoniumdioxid eine komplett neue Verblendkeramik mit noch höheren Festigkeiten nötig.

Durch das Sandstrahlen, wie es bei Metallkeramik-Versorgungen üblich ist, wird die Oberfläche vergrößert und somit auch eine mechanische Haftung erreicht. Bei Zirkoniumdioxid kann durch das Sandstrahlen eine oberflächliche Phasenumwandlung erfolgen, die nicht nur eine Volumenvergrößerung zufolge hat, sondern auch eine Änderung des WAKs. Das tetragonale Zirkoniumdioxid hat einen WAK von $10,8 \cdot 10^{-6}/K$, während das monokline einen WAK von $7,5 \cdot 10^{-6}/K$ aufweist. Das Sandstrahlen ist aus diesem Grund ein viel diskutiertes Thema. Andere Studien beweisen, dass das Sandstrahlen die Verbundfestigkeit nicht per se erhöht, da der Bruch auch dort immer in der Verblendkeramik erfolgt [8]. Die WAK-Abstimmung scheint eine entscheidendere Rolle zu spielen. Zusammenfassend kann die Aussage getroffen werden, dass Zirkoniumdioxide eine sehr gute Verbundfestigkeit zur Verblendkeramik aufweisen. Die Haftung entsteht grundsätzlich durch eine mikromechanische Bindung, der guten Abstimmung der Wärmeausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe sowie die chemische Bindung. Die letzteren zwei Hypothesen werden in dieser Untersuchung bestätigt, da sogar auf polierten Oberflächen eine hohe Verbundfestigkeit erreicht wurde.

Die Literaturwerte zeigen übereinstimmend, dass die Verbundfestigkeiten von Zirkoniumdioxid im Bereich derjenigen von metallkeramischen Systemen liegen [1, 2, 3, 15].

Regenerationsbrand

Manche Firmen empfehlen vor der Verblendung der Gerüste einen Regenerationsbrand. Das damit verbundene Ziel ist es, den Gerüstwerkstoff nach dem manuellen Bearbeiten mit Fräswerkzeugen beziehungsweise dem Sandstrahlen, in das eventuell entstandene monokline Gitter in das tetragonale zurückzuführen. Die Phasenumwandlung von monoklin zu tetragonal tritt bei Y-TZP bei Temperaturen über 900 °C auf. Es wird empfohlen, den Regenerationsbrand 15 min bei 1000 °C durchzuführen. Wissenschaftlichen Studien, die die Signifikanz dieser Empfehlung belegen, liegen zu diesem Thema leider keine vor. Abbildung 22 stellt die Scherfestigkeitswerte auf polierter und sandgestrahlter Zirkoniumdioxidoberfläche ohne und in Kombination mit einem Regenerationsbrand dar [7]. Der Regenerationsbrand wurde nach Herstellerangaben vor dem eigentlichen Verblenden durchgeführt. Dabei sollten im Werkstoff durch das Aufheizen nahe an die Phasenumwandlungstemperatur even-



Abb. 21 Schmitz-/Schulmeyer-Prüfkörper nach dem Abscheren

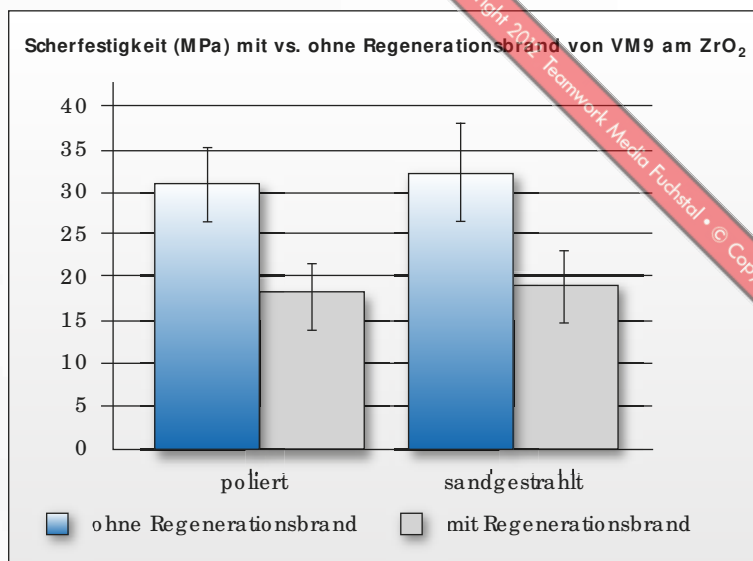


Abb. 22 Einfluss des Regenerationsbrands von Zirkoniumdioxid auf die Scherfestigkeit

tuell vorhandene Spannungen abgebaut werden. Die Resultate dieser Untersuchung zeigen, dass der Regenerationsbrand keinen positiven Effekt hat. Im Gegenteil, die Verbundfestigkeit mit der Verblendkeramik sinkt um zirka 40 % bei der hier geprüften VM9 Keramik.

Verblendete Gerüste

Die Gesamtrekonstruktion wurde bei den nachfolgenden Untersuchungen mithilfe der Voss-Versuchsanordnung geprüft. Der Versuchsaufbau nach Voss ist ein sehr praxisnaher Test, da eine reale Form (dentale Geometrie) getestet wird [14]. Voss nahm einen oberen verblendeten Eckzahn, neigte ihn in einem 45° Winkel, belastete ihn bis zum Bruch und maß die dafür verwendete Kraft. Vergleiche der Resultate mit anderen Untersuchungen sind nur unter Vorbehalt möglich, da die Belastbarkeit der Krone beispielsweise durch die Dimension der Verblendung beeinflusst wird. Sowohl eine hohe Schneidekante als auch eine geringe Dicke im Bereich des Zahnäquators verringern die Festigkeit einer Keramikrestauration [4]. Die Dimensionen des Gerüsts und die Höhe der Verblendung wurden nicht berichtet.

Die Bruchlast verblendeter Eckzahnkronen wurde geprüft. Dazu wurden immer formkongruente Gerüstserien hergestellt. Dabei war es wichtig, dass alle Gerüste identische Geometrien aufwiesen. Die anatomisch unterstützten Zirkoniumdioxidgerüste wurden mit dem Lava CAD/CAM-System (Lava Form, 3M Espe, Seefeld) konstruiert und aus Lava Frame-Rohlingen formgeschliffen und im Sinterofen (Lava Therm, 3M Espe) über mehrere Stunden gesintert (Abb. 23). Anatomisch nicht unterstützte Kronen wurden mittels Software der Firma Hint-ELs mit einer Schichtstärke von 0,4 mm konstruiert und aus Hint-ELs ZrO_2 Y-TZP im Weißzustand, Hint-ELs ZrO_2 Y-TZP im gehippen Zustand und Hint-ELs nanoZir Ce-TZP/ Al_2O_3 im mittelgesinterten Zustand herausgeschliffen. Die im Weißzustand und die mittelgesinterten Kronen wurden anschließend ebenfalls über mehrere Stunden gesintert (Hint-ELs hiTherm, Hint-ELs, Griesheim). Um formkongruente anatomisch unterstützte und nicht anatomisch unterstützte Zeno ZR-Gerüste zu erreichen, wurde auf einer Fixierplatte erst der Stahlstumpf mit der Lava beziehungsweise Hint-ELs-Krone, dann die Lava beziehungsweise Hint-ELs-Krone getrennt auf einem Objekthalter mit einem Laserscanner (3Shape D 250,

Wieland Dental, Pforzheim) eingescannt. Mit diesem Scan wurde die gesamte Außen- und Innenfläche der Krone erfasst und im DentalDesigner (3Shape, Wieland-Dental) anschließend über die Anwendung „Wax-up“ ein formidentisches Werkstück generiert. Schließlich wurden die Daten an die Fräsmaschine (Zeno 4030 M1, Wieland Dental) gesendet und aus Zirkoniumdioxidrohlingen Zeno ZR-Kronen herausgefräst. Die Gerüste wurden anschließend im Sinterofen (Zeno Fire, Wieland Dental) dichtgesintert. Auf der Abbildung 24 sind ein anatomisch unterstütztes und ein anatomisch nicht unterstütztes Gerüst auf dem Gipsstumpf zu sehen.

Für die Goldgerüste wurde die Form des Lava-Gerüsts mittels Silikon (Dublilil, Dreve, Unna) dupliert und dann im Spritzgussverfahren entsprechende Wachsformen (AquaGreen Injection wax, Kerr Dental, Rastatt) hergestellt. Die Wachsformen wurden im Schleudergussverfahren (Multicast compact, DeguDent, Hanau) mit der Goldlegierung DeguDent U (DeguDent) gegossen (Abb. 25).

Anschließend wurden die Gerüste nach Tabelle 1 verblendet. Die Zirkoniumdioxidoberfläche blieb unbehandelt. Auf Sandstrahlen und manuelle Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten



Abb. 23 Anatomisch unterstützte Zirkoniumdioxid-Prüfkörper vor dem Verblenden



Abb. 24 Zirkoniumdioxidkappchen: anatomisch (li.) und nicht anatomisch (re.) unterstützt



Abb. 25 Formkongruente Goldlegierungs-Kappchen, um Vergleichsmessungen des Keramikverbunds bei VMK-Kronen durchführen zu können



Abb. 26a bis 26d Zementieren der Krone a: Aktivieren der KetacGem Kapsel, b: Mischen des Zements, c: Einbringen des Zements in die Krone, d: Aushärten unter Fingerdruck

wurde absichtlich verzichtet. Die Degudent U-Gerüste wurden mit Aluminiumoxid 50 μm (Benzer Dental AG, Zürich, Schweiz) sandgestrahlt. Um eine einheitliche Stärke und Form der Verblendungen gewährleisten zu können, wurde anhand einer Musterkrone eine Silikonschablone für die Verblendung angefertigt. Zunächst wurde die Dentinmasse aufgetragen. Es wurden jeweils zwei Kappchen gemeinsam gebrannt. Die Brenntemperaturen sind der Tabelle 1 zu entnehmen. Auf Schneide- und Glasurmasse wurde verzichtet. Es wurde ein zweiter Dentinbrand zur Formkorrektur und anschließend ein Glanzbrand durchgeführt.

Zur Prüfung der Bruchlast wurden die Prüfkörper auf einem Stahlstumpf mit einem Glasionomerezement (Ketac-Cem, 3M Espe, Seefeld) zementiert. Dazu wurden die Kapseln in einem Maxicap-Aktivator (3M Espe) 2 Sekunden aktiviert (Abb. 26a) und anschließend in einem Rotationsmischer (Rotomix, 3M Espe) 8 Sekunden gemischt (Abb. 26b). Es entstand eine homogene, streichfähige Masse, die in die Innenfläche der Krone eingebracht wurde (Abb. 26c). Danach wurde die Krone mit Daumen- druck auf den Stahlstumpf aufgesetzt

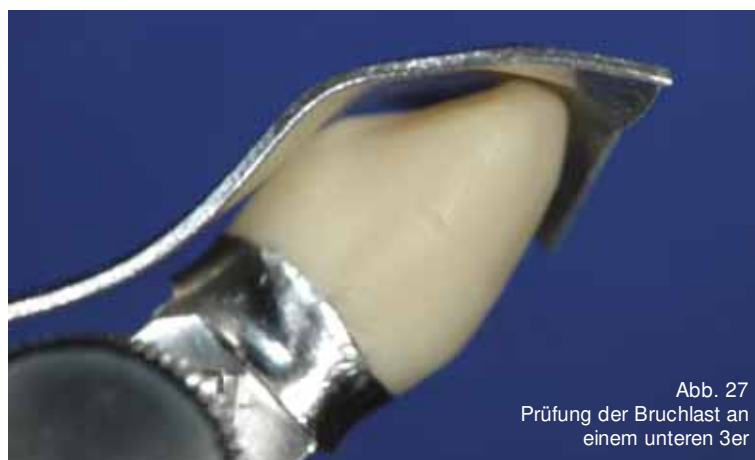


Abb. 27 Prüfung der Bruchlast an einem unteren 3er

(Abb. 26d) und 30 Sekunden lang ausgehärtet. Die Überschüsse wurden vorsichtig mit einem Skalpell entfernt. Nach der Abbindezeit des Zements von 10 Minuten wurde die auf dem Prüfstumpf fixierte Krone in eine spezielle Halterung der Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) eingespannt. Dabei erfolgte eine von Voss [28] vorgeschlagene Neigung der Zahnachse um 45° zur Richtung der Krafteinleitung. Zwischen Kraftaufnehmer und Krone wurde grundsätzlich eine 0,5 mm starke Zinnfolie gelegt, um eine punktuelle Belastung der Krone zu

vermeiden (Abb. 27). Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min, die Kraft beim Bruch (Bruchlast) wurde registriert.

Vergleich unterschiedlicher Zirkoniumdioxidqualitäten

Es wurden nicht anatomisch unterstützte Gerüste in drei Zirkoniumdioxidqualitäten hergestellt. Es handelte sich dabei um das Y-TZP Zirkoniumdioxid im gehipten und Weißzustand sowie das Ce-TZP/ Al_2O_3 . Alle diese formkongruenten Gerüste wurden mit der Verblend-

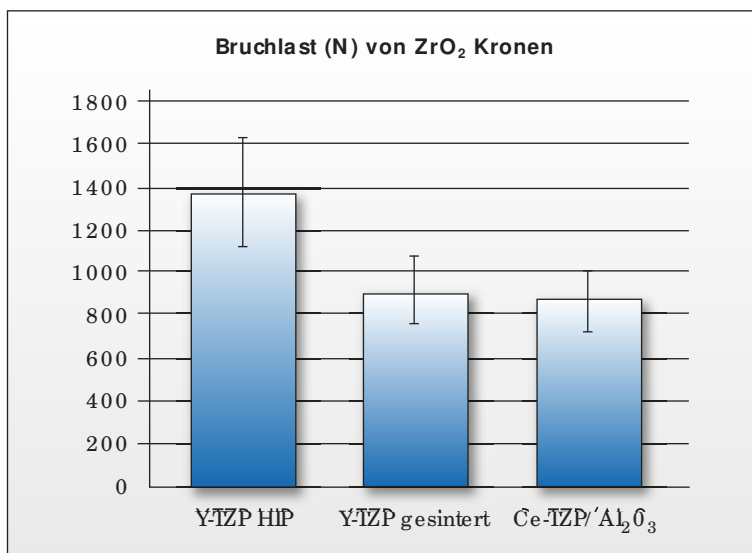


Abb. 28 Bruchlast von Kronen mit unterschiedlichen Zirkoniumdioxidqualitäten

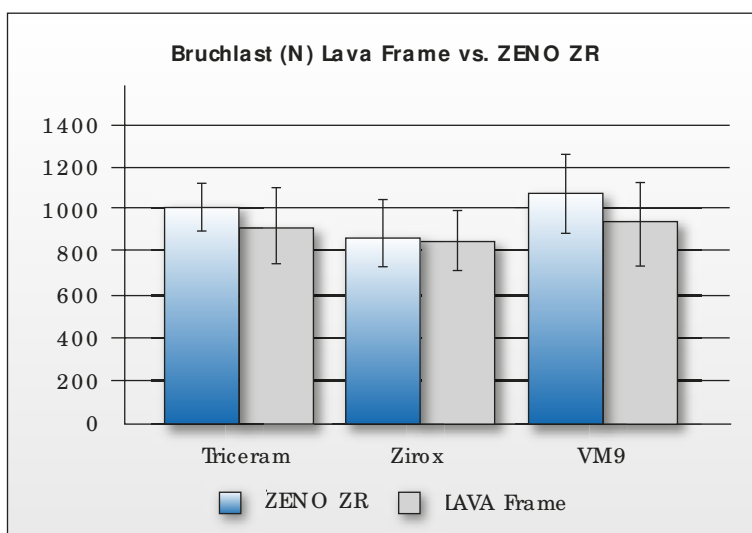
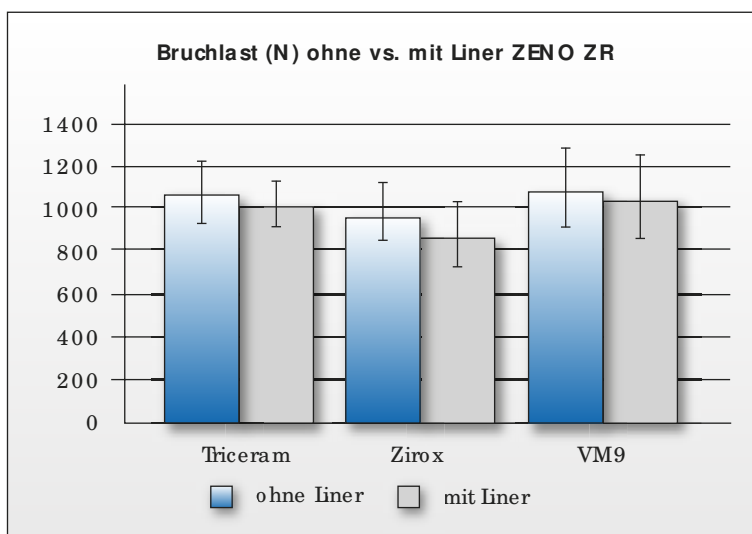


Abb. 29 Vergleich der Bruchlastwerte mit unterschiedlich verblendeten Zirkoniumdioxidqualitäten

Abb. 30 Bruchlast von verblendeten ZrO₂-Einzelkronen mit und ohne Liner

masse Cerabien ZR (Noritake, Japan) mithilfe der oben beschriebenen Verblendschablone verblendet. In der Tabelle 1 sind die Brenntemperaturen aufgelistet. Es wurde die Bruchlast dieser Kronen gemessen und in Abbildung 28 dargestellt. Die Werte sind mit den Werten der biaxialen Festigkeiten der Gerüstwerkstoffe vergleichbar. Das gehippte Zirkoniumdioxid erreichte die höchsten Bruchlastwerte, das im Weißzustand gefräste und das Ce-TZP/Al₂O₃ lagen gemeinsam in einem tieferen Wertebereich [8].

In einer weiteren Untersuchung wurden zwei Y-TZP Gerüstwerkstoffe (Lava Frame, 3M Espe, Seefeld, und Zeno ZR, Wieland Dental, Pforzheim) verglichen. Beide wurden im Weißzustand gefräst und mit drei Verblendkeramiken, Triceram (Dentaurum, Ispringen), Ziroy (Wieland Dental, Pforzheim) und VM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) verblendet. Die Gerüste wiesen eine anatomisch unterstützte Form auf. Die Bruchlastwerte der beiden Zirkoniumdioxide bei allen drei Verblendkeramiken unterscheiden sich statistisch gesehen nicht (Abb. 29). Auch die drei geprüften Verblendkeramiken haben keinen Einfluss auf die Bruchlast, sodass alle Serien sich statistisch gesehen in einem Wertebereich befinden. Der Zahntechniker liegt mit beiden Gerüstmaterialien auf der sicheren Seite. Er kann sich bedenkenlos für einen der beiden Hersteller entscheiden [26]. Beide ZrO₂-Hersteller bieten das Material im uneingefärbten Zustand, Zeno ZR ist auch eingefärbt erhältlich. Beide Materialien können vor dem Dichtsintern manuell eingefärbt werden. Das weiße, gesinterte Gerüstmaterial kann aber auch mit einem Liner abgedeckt werden.

Vergleich der Bruchlastwerte von Zeno Zr mit und ohne Liner gebrannt

Es wurden 60 anatomisch unterstützte Zeno ZR-Kronen hergestellt. Diese wurden mit drei Verblendkeramiken, Triceram, Ziroy und VM9 verblendet. Bei jeder der Verblendkeramiken wurden 10 Kronen mit Liner und 10 Kronen ohne Liner nach Herstellerangaben (vgl. Tab. 1) hergestellt. Die Bruchlastwerte sind in der Abbildung 30 dargestellt.

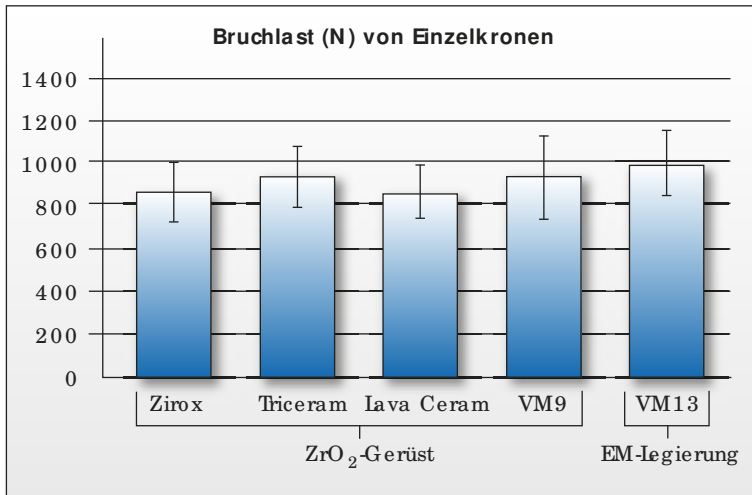


Abb. 31 Bruchlastwerte einzelner anatomisch unterstützter verblendeter Einzelkronen

stellt. Statistisch gesehen wurden keine Unterschiede herausgefunden. Alle Verblendkeramiken erreichen Bruchlastwerte in einem Wertebereich. Es wurde ebenfalls kein Unterschied zwischen den Serien mit und ohne Liner gefunden. Bezüglich der Frage nach der Verwendung eines Liners kann der Zahn-techniker daher seinen Vorlieben entsprechend vorgehen [26].

Vergleich der Bruchlastwerte von ZrO₂-Kronen mit Metallkeramikkrone

Hierzu wurden anatomisch unterstützte Lava Frame-Kronen mit vier verschiedenen Verblendmassen verblendet. Parallel dazu wurden formkongruente Degu-Dent U-Gerüste wie oben beschrieben gegossen und mit VM13 (Vita Zahnfabrik) verblendet. In der Abbildung 31

sind die Mittelwerte der Bruchlasten mit deren Streubalken dargestellt. Alle hier geprüften Serien liegen mit den Bruchlasten in einem Wertebereich. Es wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Bruchlast zur Metallkeramik-Versorgung gefunden. Auch die hier geprüften Verblendkeramiken zeigen keine signifikanten Unterschiede. Die untersuchten Materialkombinationen können bezüglich ihres Festigkeitsverhaltens bei statischer Belastung für Einzelzahnrestaurationen empfohlen werden, da die Resultate mit denen einer konventionellen Kombination vergleichbar sind [11, 24].

Gerüstdesign – anatomisch versus nicht anatomisch

Als die ersten CAD/CAM-Systeme auf den Markt kamen, war es noch nicht

möglich, ein individuelles, materialunterstützendes Design vorzugeben. Der Anwender war lediglich in der Lage, Parameter zu verwenden, die auf der, auf dem Scan basierenden Konstruktionsunterlage eine einheitliche Dimensionsveränderung der Kappchendicke bewirkte. Das hatte zur Folge, dass man nur in der einheitlichen Stärke zwischen 0,4 und 0,6 mm variieren konnte. In dieser Untersuchung wurden jeweils 75 Kappchen anatomisch unterstützt und 75 nicht anatomisch unterstützt, mit der Zeno Tec Maschine gefräst und mit fünf Verblendkeramiken, wie bereits oben beschrieben, nach Herstellerangaben verblendet. Es wurden die Verblendmassen Triceram, Zirox, Vintage ZR, Initial Zr und VM9 verwendet. Das Design der Gerüste ist der Abbildung 24 zu entnehmen.

Die Kronen aller Serien versagten in der vorliegenden Untersuchung bei Kräften deutlich oberhalb der durchschnittlichen maximal Kaukraft von 400 N [13]. Teilweise wurden bei anatomisch unterstützten Gerüsten Kräfte über 1000 N erreicht.

Die anatomisch nicht unterstützten Gerüste zeigen tendenziell, wenn auch nicht signifikant, niedrigere Bruchlastwerte als die anatomisch unterstützten Kronen. Bei den Verblendkeramiken wurden keine Unterschiede in der Bruchlast berechnet (Abb. 32).

Aus diesem Grund ist es für den Zahn-techniker empfehlenswert die Zirkoniumdioxidgerüste generell anatomisch zu unterstützen. Eine gleichmäßige nicht zu hohe Verblendschichtstärke kann gegebenenfalls die Chippingrate

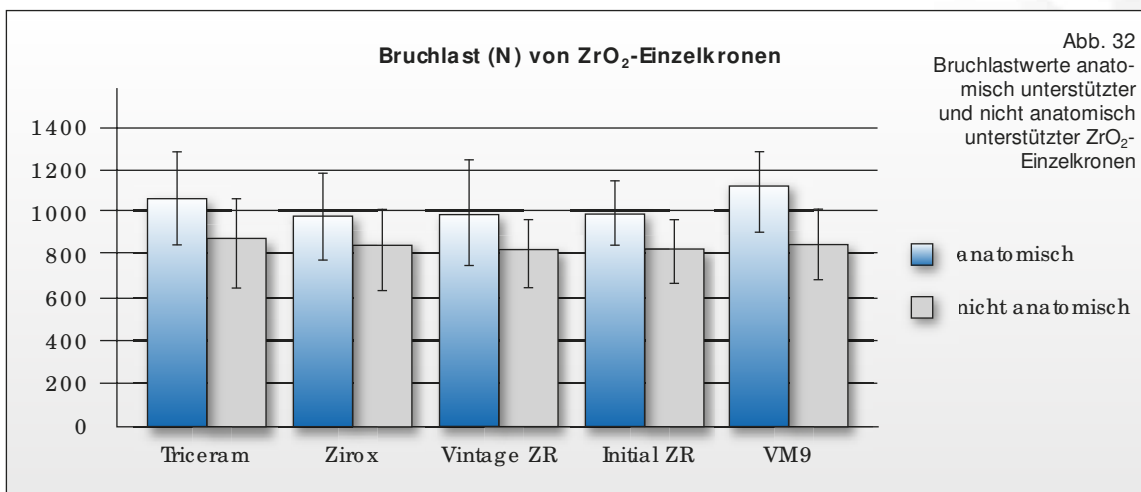
Abb. 32 Bruchlastwerte anatomisch unterstützter und nicht anatomisch unterstützter ZrO₂-Einzelkronen

Abb. 33
Prüfkörper nach
der Messung der
Bruchlast, Frak-
tur in der Ver-
blendkeramik



Abb. 34
Prüfkörper nach der
Messung der Bruchlast,
Bruch in der
Verblendke-
ramik und
im Gerüst



senken. In dieser Untersuchung wurde beobachtet, dass bei nicht anatomisch unterstützten Gerüsten eine frühere Abplatzung der Verblendkeramik erfolgte (Abb. 33), während die anatomisch unterstützten Gerüste nicht nur höhere Bruchkräfte erreichten, sondern der Riss überwiegend von der Verblendkeramik ins Gerüst lief (Abb. 34) [25, 26].

Um die Chippingrate in der Verblendkeramik zu minimieren sollte nicht nur die Verblendkeramik, sondern auch die Gerüstgestaltung optimiert werden. Dank der Weiterentwicklung der Software ist es möglich einen Einfluss auf das Design der Gerüste zu nehmen, um somit einen Support der Verblendkeramik zu realisieren.

Bei der Versuchsanordnung nach Voss werden die Kronen mit ihrem eingefrorenen Spannungszustand durch Anlegen äußerer Kräfte bis zum Bruch belastet. Die Bruchlast der Kronen kann als

Maß für den Spannungszustand in der Krone nach dem Brand und die Festigkeit der Verblendkeramik angenommen werden.

Innere Spannungen, also diejenigen, die sich aus dem WAK-Unterschied von Gerüstwerkstoff und Verblendkeramik [8, 10], der geometrischen Gestaltung der Krone sowie der Verblendung und der Glasübergangstemperatur der Verblendkeramik ergeben, werden durch von außen induzierte Spannungen beim Voss-Test überlagert. Wenn die Summe der inneren Druckspannungen und der von außen angelegten Spannungen die Festigkeit der Verblendkeramik übersteigt, kommt es zum Bruch.

Wie viel äußere Spannung eine Krone im Einzelnen erträgt, hängt also davon ab, welcher innere Spannungszustand nach dem Brand vorliegt und welche Festigkeit die jeweilige Verblendkeramik hat. Demnach wäre eine Kombination aus hoher Festigkeit der Verblend-

keramik und geringen inneren Druckspannungen vorteilhaft.

Da bei allen Serien die Bruchlasten der Gesamtrekonstruktionen im Hinblick auf die Verblendkeramik keine signifikanten Unterschiede zeigten, bleibt es dem Zahntechniker überlassen für welche Produkte er sich entscheidet. Das Zusammenspiel der Wärmeausdehnungskoeffizienten von Verblendmasse und Gerüstwerkstoff, die Löslichkeit der Keramik im Mundmilieu und das ästhetische Potenzial der Keramik spielen eine Rolle. Letztlich ist es sehr entscheidend, wie gut der Techniker mit den jeweiligen Materialien umgehen kann.

Nachbehandlung nach dem Einschleifen

In klinischen Beobachtungen wird oft festgestellt, dass die Fraktur der Verblendkeramik von okklusalen Kontakten beziehungsweise ungenügend auspolierten Stellen ausgeht. Die Abbildung 35 stellt eine Zirkoniumdioxidbrücke mit einer Abplatzung am disto-palatinalen Höcker von Zahn 25 dar. Bei einer näheren Analyse unter einem Rasterelektronenmikroskop wird diese Aussage bestätigt (Abb. 36).

Auf der Abbildung 37 sind zwei Keramikplättchen nach dem Glanzbrand abgebildet. In den unteren Bereichen wurde jeweils die Verblendkeramik angeschliffen und anschließend mit einem Gummipolierer auspoliert. Auf dem linken Plättchen wurde die Politur sorgfältig durchgeführt, rechts nicht. Diese Stellen wurden anschließend unter ei-

Abb. 35
Brücke im Mund des Patienten mit Chipping am disto-palatinalen Höcker des 5ers



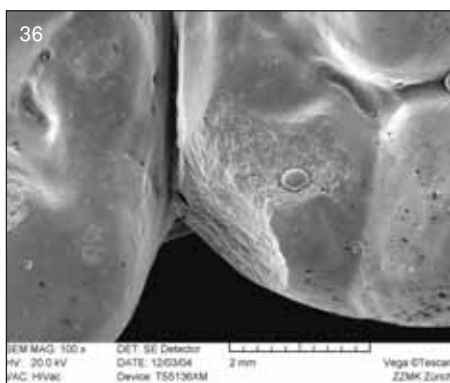


Abb. 36
REM-Aufnahme des
frakturierten Bereichs
der Brücke

Abb. 37
Oberfläche von Ver-
blendkeramik: nach
dem Glasurbrand,
nach der Bearbeitung
mit Fräszugzeugen gut
poliert und schlecht
poliert

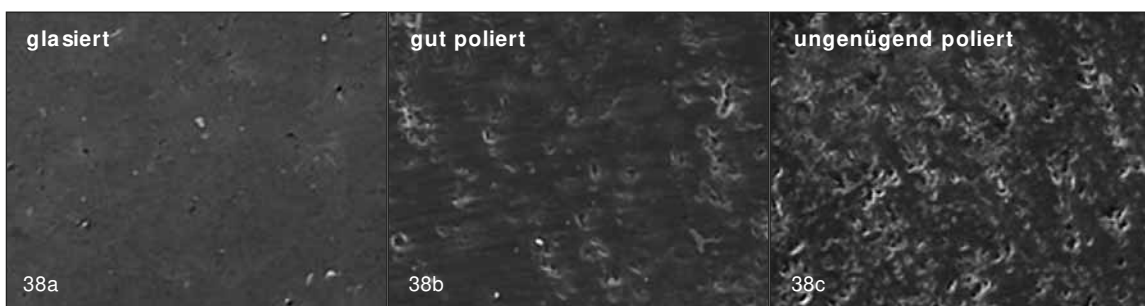


Abb. 38a bis 38c
REM-Aufnahme
einer a: glasierten,
b: einer gut polierten
und c: einer schlecht
polierten Oberfläche



Abb. 39 Polierwerkzeuge
unterschiedlicher Körnung: Ke-
gel für die Okklusalfäche



Abb. 40 Polierwerkzeuge
unterschiedlicher Körnung: dic-
cke Scheiben für die Höcker

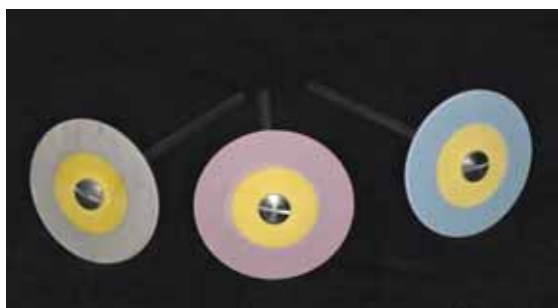


Abb. 41 Polierwerkzeuge unterschiedlicher Körnung: dünne
Scheiben mit größerem Durchmesser für die Interdentalräume

nem Rasterelektronenmikroskop untersucht (Abb. 38). Die glasierte Oberfläche wirkt dabei sehr homogen. Die gut polierte Oberfläche weist kleinere Inhomogenitäten auf, die zum Teil auspoliert wurden, während die ungenügend auspolierte Stelle viele kleine und tiefe Krater aufweist. Diese können nach mehreren Kaubelastungen zur Fraktur führen. Aus diesem Grund ist es sehr wichtig, nach der Einprobe und dem endgültigem Einschleifen der Okklusion die Rekonstruktion an das Labor zurück zu schicken, wo die entsprechenden Stellen der Restauration erneut poliert werden.

Eine einwandfreie Nachpolitur ist oft eine gute Alternative zum wiederholten Brand, der einen negativen Einfluss auf die Ästhetik haben kann. Die Politur

der Einschleifspuren kann mit den adäquaten Werkzeugen/Polierern schnell durchgeführt werden. Die Firma Edenta bietet sehr gute Polierer für Verblendkeramiken. Diese sind in drei unterschiedlichen Formen und Geometrien (Abb. 39 bis 41) sowie in drei Härten erhältlich. Die blauen Polierer sind grob und hart und für das Vorschleifen, die rosaroten Polierer sind mittelgrob und zur Oberflächen glättung, die grauen sind die weichen Glanzpolierer.

Durch die richtige Anwendung und vor allem die richtige Reihenfolge kann in wenigen Minuten eine gute Politur erreicht werden. Anhand eines Beispiels wird die Politur einer viergliedrigen Zirkoniumdioxidbrücke nach dem Einschleifen der Okklusion am mesio-palatalen Höcker sowie in den Fissuren

(Abb. 42) präsentiert. Die Abbildung 43 zeigt die erste grobe Politur der Fissuren mit dem kleineren blauen Polierer, mit dem man gut in die kleinen Fissuren kommt. Anschließend wird der mittlere (Abb. 44) und letztendlich der feine Glanzpolierer (Abb. 45) verwendet. Nachdem die Fissuren perfekt auspoliert wurden, verwendete man eine größere Polierscheibe, um den Höcker nach zu arbeiten und zu polieren. Die Reihenfolge der Polierer bleibt immer gleich: grob, mittel, fein (Abb. 46 aber auch 47 und 50). Die Abbildungen 47, 49 und 51 zeigen die Höcker der Brücke nach der Verwendung des jeweiligen Polierers. Die Steigerung der Politur ist sichtbar. Die Abbildung 51 stellt einen in 5 Minuten komplett polierten Höcker dar. Mit dem bloßen Auge sind keine Schleifspuren mehr erkennbar.

Abb. 42
Der mesio-palatinaler Höcker von Krone 16 wurde im Verlauf der Anprobe vom Zahnarzt eingeschleift



Abb. 43
Politur der Fissuren mit einem Kegel-Grob-Polierer



Abb. 44
Politur der Fissuren mit einem Kegel-Mittelgrob-Polierer



Abb. 45
Politur der Fissuren mit einem Kegel-Fein-Polierer



Abb. 46
Politur des mesio-palatalen Höckers mit einer dicken groben Polierscheibe



Abb. 47
Mesio-palataler Höcker nach der Politur mit dem groben Polierer



Abb. 48
Politur des mesio-palatalen Höckers mit einer dicken mittelgrob Polierscheibe



Abb. 49
Mesio-palataler Höcker nach der Politur mit dem mittelgrob Polierer



Abb. 50 Politur des mesio-palatalen Höckers mit einer dicken feinen Polierscheibe



Abb. 51 Mesio-palataler Höcker nach der Politur mit dem feinen Polierer – mit dem bloßen Auge sind keine Rauigkeiten mehr erkennbar

Fazit

Mit vollkeramischen Rekonstruktionen kann eine hervorragende Ästhetik erreicht werden. Zirkoniumdioxid hat sich als Gerüstwerkstoff durch seine hohe Festigkeit etabliert. Die Anfertigung festsitzender, zahnfarbener Restaurationen in Bereichen mit hohen mechanischen Anforderungen ist nicht mehr ausschließlich dem „Goldstandard“ Metallkeramik vorbehalten.

Zirkoniumdioxid kann im gehiphten und im Weißzustand bearbeitet werden. Das gehippte Zirkoniumdioxid erreicht höhere Festigkeits- und Bruchlastwerte als die im Weißzustand hergestellten Gerüste, ist aber bei der Herstellung wirtschaftlich unbefriedigend. Die meisten Hersteller sind auf Zirkoniumdioxid im Weißzustand umgestiegen.

Das schwächste Glied in der ZrO_2 -Rekonstruktions-Kette ist die Verblendkeramik. Diese liegt zwar mit den mechanischen Eigenschaften im Bereich der Metallkeramik, jedoch sind diese Eigenschaften für ZrO_2 als Gerüstmaterial anscheinend nicht ausreichend.

Für die Gesamtstabilität der Kronen hat das Design des Gerüstmaterials einen entscheidenden Einfluss. Die Zirkoniumdioxidgerüste sollten grundsätzlich anatomisch gestaltet werden. Dadurch wird eine höhere Bruchlast erreicht und eine frühzeitige Fraktur in der Verblendkeramik (Chipping) vermieden.

Die Verbundfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und den Verblendkerami-

ken ist sehr gut, sodass grundsätzlich bei den durchgeführten Tests der Bruch in der Verblendkeramik und nicht im Interface erfolgt.

Nichtsdestotrotz treten die Chippings bei der Zirkoniumdioxidversorgung häufiger als bei Metallkeramik auf. Durch die richtige Gestaltung des Gerüsts und eine gute Politur nach dem Einschleifen können diese minimiert werden.

Bezüglich der Wahl der Materialien können anhand dieser Untersuchungen keine Empfehlungen ausgesprochen werden, da alle Werkstoffe fast in einem Wertebereich liegen.

In der Gegenwart wird weiterhin noch viel Forschung mit Zirkoniumdioxid betrieben werden müssen. Es gibt viele Optimierungsvorschläge. Viele Wissen-

schaftler sprechen vom Einfluss der unterschiedlichen Wärmeleitfähigkeit der beiden Werkstoffe (ZrO_2 und Verblendmasse) und somit auch die zusätzlich entstehenden Spannungen in der Verblendkeramik, die anschließend zum Chipping führen.

Trotz der ausgezeichneten mechanischen Eigenschaften darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass für Zirkoniumdioxid immer noch Entwicklungsbedarf besteht. Die Chippingsrate ist immer noch hoch und muss, um weiteren klinischen Erfolg zu haben, minimiert werden.

Danksagung

Die Autoren danken den Herstellern für die Unterstützung der Studien. ■

Produktliste

Produkt	Name	Hersteller/Vertrieb
Goldlegierung	DeguDent U	DeguDent
Verblendkeramik für Legierungen	Imagine Reflex	Wieland Dental
	IPS Classic	Ivoclar Vivadent
	Omega 900	Vita Zahnfabrik
	VM13	Vita Zahnfabrik
	Initial ZR	GC Europe
Verblendkeramik für Zirkoniumdioxid	Lava Ceram	3M Espe
	Triceram	Dentaurum
	Vintage ZR	Shofu
	VM9	Vita Zahnfabrik
	Zirox	Wieland Dental
Zirkoniumdioxid	Lava Frame	3M Espe
	NanoZir	Panasonic
Zirkoniumdioxidpolierer	Vita In-Ceram YZ	Vita Zahnfabrik
	Zeno ZR	Wieland Dental
	StarGloss	Edenta Schweiz

Zur Person

MSc. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk schloss 2002 ihre Ausbildung zur Zahntechnikerin in Menden im Labor Emmel & Gierse ab. Vom März 2002 bis Januar 2006 absolvierte sie den Studiengang Dentaltechnologie an der Fachhochschule Osnabrück. Das Thema ihrer Diplomarbeit war „Charakterisierung unterschiedlicher Zirkoniumdioxidqualitäten und dafür geeigneter Verblendkeramiken“. Seit März 2006 bis September 2008 besuchte sie das postgraduelle Studium Master of Science Dental Technik an der Donauuniversität Krems. Dort beschäftigte sie sich mit dem Thema „Scherfestigkeit von Befestigungsmaterialien an Gerüstwerkstoffen und Humandentin“ und schrieb darüber ihre Master-Thesis. Im Oktober 2007 begann sie ihr PhD-Thema „Langzeitstabilität unterschiedlicher CAD/CAM-Rekonstruktionen“. An der Universität Zürich am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist sie seit Februar 2006 als wissenschaftliche Mitarbeiterin der Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde tätig. Seit Juli 2008 ist sie ad interim die Leiterin für Materialkunde in dieser Klinik. Ihre Forschungsschwerpunkte sind CAD/CAM, Provisorien, Vollkeramik und Befestigungsmaterialien.



Literatur

- [1] Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* 2006; 21:984-91.
- [2] Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials* 2006; 22:857-63.
- [3] Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91:349-55.
- [4] Coca I. Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43: 539-541
- [5] Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, Lee RB, Hojjatie B. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *J Dent Res* 1988;67:61-65
- [6] Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001; 4: 89-106
- [7] Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of Zirconia Surface Treatments on the Bond Strength to Veneering Ceramics. *Dental Materials Journal* 2008;27(3): 448-454
- [8] Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dental Materials* 2007; 23: 1500-1505
- [9] Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36(5): 316-321
- [10] Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmerle CHF. Effect of Thermal Misfit between Different Veneering Ceramics and Zirconia Frameworks on in vitro Fracture Load of Single Crowns. *Dental Materials Journal* 2007;26(6): 766-772
- [11] Fischer J, Stawarczyk B. Zirkoniumdioxid und Titan: zwei Werkstoffe – eine Verblendkeramik, Gerüstherstellung mit CAD/CAM einfache Qualitätssicherung, *DZW ZahnTechnik* 2006; 12: 20-22
- [12] Hämmerle CHF. Success and failure of fixed bridgework. *Periodontol* 2000 1994;4:41-51
- [13] Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. *Acta Odont Scand* 1976; 35: 297-303
- [14] Kappert HF. Drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes. *Dtsch Zahnärztl. Z* 1985; 40: 1179–1186
- [15] Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schuhmacher M, Gauckler LJ, Hämmerle CHF. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials* 2005; 21:930-7.
- [16] Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and Alumina – Advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *European Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry* 1999; 7:113-9.
- [17] Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1-25
- [18] Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18:73-85.
- [19] Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 86-96.
- [20] Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, CHF Hämmerle. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 2007; 20:383-8.
- [21] Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, CHF Hämmerle. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International* 2006; 37:685-93.
- [22] Schmitz K, Schulmeyer H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *Dental-labor* 1975;12: 1416-1420
- [23] Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: Protheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998;79: 459-464
- [24] Stawarczyk B, Fischer J. Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik-Welche Bruchlasten halten die Rekonstruktionen in vitro aus? *Quintessenz Zahntechnik* 2008;34(5): 556-564+
- [25] Stawarczyk B, Jahn D, Becker I, Fischer J, Hämmerle CHF. Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen. *Quintessenz Zahntechnik* 2008;34(10): 1246-1254
- [26] Stawarczyk B, Jahn D, Becker I, Hämmerle CHF. Design ist nicht nur Schein. Untersuchungen zu Bruchlast und Chippingverhalten von Kronen mit Zirkoniumdioxidgerüst. *Digital_dental.news* 2008;2(8):6-15
- [27] Sturzenegger B, Fehér A, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry* 2001; 4:89-106.
- [28] Voss R. Festigkeit metallkeramischer Kronen. *Dtsch Zahnärztl. Z.* 1969; 24: 726-731
- [29] Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32: 180-187

Zu den Personen

Dr. Irena Sailer hat im Jahre 1997 ihr Zahnmedizinstudium an der Universität Tübingen abgeschlossen und promovierte 1998 zum Dr.med.dent. Im Jahr 1998 arbeitete sie als Assistentin in der Zahnarztpraxis von ZA Horst Dietrich in Winnenden und trat dann eine Ausbildungsassistentenstelle in der Poliklinik für Orale Chirurgie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich an. Nach der einjährigen chirurgischen Weiterbildung trat sie 1999 eine Assistentenstelle an der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik desselben Instituts unter Prof. Peter Schärer an. Im Jahr 2001 wurde sie zur AdjutantIn des neuen Klinikvorstehers, Prof. Christoph Hämmerle, und im Jahr 2003 zur Oberassistentin an derselben Klinik befördert. Von Mai bis Oktober 2007 war sie Visiting Researcher am Department of Biomaterials und Biomimetics (Prof. Van Thompson) des Dental College der New York University. Irena Sailer beschäftigt sich seit 2001 intensiv mit dem Thema Vollkeramik in der zahn- und implantatgetragenen Prothetik, wobei der klinische Einsatz von Zirkoniumdioxid ein Kernthema ihrer Forschung ist.

Xavier Zahno hat die Ausbildung zum Zahntechniker 1998 im zahntechnischen Labor Roger Zahno SA in Villars-sur-Glâne abgeschlossen und weitere zwei Jahre dort mit dem Schwerpunkt Kronen- Brückentechnik und Prothetik gearbeitet. 2000 bis 2001 war er im Labor Pierre Disler in Clarens/Montreux (Clinique de la Prairie) im Fachgebiet Kronen-Brückentechnik (Implantate Branemark, Procera Scanning) tätig. 2002 verbrachte er ein Jahr im Ausland bei Dr. Kenneth Malament in Boston/USA, dort ebenfalls mit dem Schwerpunkt Kronen-Brückentechnik (Implantate Nobel Biocare, Mal- und Schichttechnik Empress). Anschließend war er bis 2006 im Dentallabor Précidents Sàrl in Fribourg als Stellvertretung der Geschäftsführung im Fachgebiet Kronen-Brückentechnik (Implantate Straumann und Nobel Biocare, Mal- und Schichttechnik Wieland-Imagine) beschäftigt. Vom 2006 bis 2007 hat Xavier Zahno die Stelle des Jungtechnikers an der Universität Zürich Abteilung Kronen- Brückentechnik und Materialkunde besetzt. Seit Mai 2007 ist er Leiter des zahntechnischen Labors in der Klinik für Kronen- Brückentechnik, Teilprothetik und Materialkunde.

Albert Trottmann schloss 1976 die Ausbildung zum Zahntechniker in Luzern bei A. Balmer ab. Bei Speck & Dubois bildete er sich anschließend während zwei Jahren von 1976 bis 1978 im Fachgebiet Modellgusstechnik weiter. 1978 bis 1980 arbeitete er bei Dentaltechnik Bettosini in Lugano mit Schwerpunkt Kronen-Brückentechnik und Prothetik, davon ein Jahr als Laborleiter bei Dr. med.dent. Giovanni Cornaro in Mendrisio. Von 1980 bis 1984 war er bei T. Teply, Chur in der Kronen-Brückentechnik tätig. Von 1984 bis 1986 arbeitete er in der Abteilung für Kronen-, Brücken- und Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, am Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich. 1987 arbeitete er selbstständig bei Arnold Wohlwend, Zürich. 1988 bis 1989 leitete er das Dentallabor Trottmann und Landeck Dentaltechnik AG in Urdorf. Von 1990 bis 1995 arbeitete er bei Del Mestre Dentaltechnik, Bülach in der Kronen-Brückentechnik und Implantologie. 1995 übernahm er dieses Labor, gründete die T+L Dentaltechnik und war bis 2005 als Mitinhaber mit Schwerpunkt Keramik und Implantologie tätig. Seit 2001 ist er Mitarbeiter in der Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Zürich. Seit 2005 führt er zudem sein Labor Altrodent Dentaltechnik.

PD Dr. Dr. Jens Fischer studierte von 1976 bis 1981 Zahnmedizin in Freiburg im Breisgau. 1981 folgte das Staatsexamen und die Promotion zum Doktor der Medizin. Von 1982 bis 1984 und 1987 bis 1990 arbeitete er als Assistenz Zahnarzt an der Abteilung Poliklinik für Zahnersatzkunde der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Freiburg. 1981 begann er ein Studium der Mineralogie, Fachrichtung Kristallographie an der Universität Freiburg, das er 1987 mit dem Diplom abschloss. 1991 promovierte Dr. Fischer zum Dr. rer. nat. In den Jahren 1991 bis 1998 leitete er die Forschung und Entwicklung bei der Firma Cendres & Métaux SA in Biel/Bienne. Parallel dazu hatte er eine Anstellung als externer Oberassistent an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Zahnmedizinische Kliniken der Universität Bern mit Lehrauftrag für das Fach Zahnärztliche Materialkunde. Von 1998 bis 2005 war er Oberarzt an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Bern; 2002 folgte die Habilitation. 2006 leitete er zwei Jahre lang die Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich. Seit 2008 leitet er den Geschäftsbereich Zahnärztliche Materialien, der Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen und ist externer Oberassistent an der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich.

Prof. Dr. Christoph Hämmerle absolvierte von 1977 bis 1982 sein Studium der Zahnmedizin an der Universität Bern. Von 1986 bis 1988 folgte die Spezialistenweiterbildung in Parodontologie und in festsitzender Prothetik an der Universität Bern. Von 1988 bis 1989 war er Assistant Professor der University of California at San Francisco, USA. 1989 trat er an der Klinik für Parodontologie und Brückenprothetik, Universität Bern, für neun Jahre die Stelle als Oberassistent an. 1990 folgte der Spezialist SSO für Parodontologie. Von 1997 bis 2000 war Dr. Hämmerle als Privatdozent für Parodontologie und Brückenprothetik an der Universität Bern tätig. 1998 nahm er ein einjähriges wissenschaftliches Urlaubssemester am Department of Physiology, University of Sydney. Seit 2000 ist Hämmerle Spezialist SSO für zahnärztliche Prothetik und Direktor der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde der Universität Zürich. 2006 folgte ein einjähriges Mandat als Visiting Professor, Department of Reconstructive Dentistry, University of Queensland, Brisbane. Prof. Christoph Hämmerle befasst sich wissenschaftlich und klinisch mit festsitzenden Rekonstruktionen auf Zähnen und Implantaten. Die Entwicklung und Evaluation vollkeramischer Rekonstruktionen stellen dabei einen Schwerpunkt des Teams dar. Die biologischen Abläufe bei der Regeneration von Knochen und Weichgewebe um zahnärztliche Implantate gehören ebenfalls zu den Forschungsinteressen. Schließlich erforscht die Gruppe die Langzeiterfolge unterschiedlicher Konzepte festsitzender Rekonstruktionen.

Kontaktadresse

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich • Plattenstrasse 11
CH-8032 Zürich • bogna.stawarczyk@zzmk.uzh.ch

